

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**FACULTAD DE ODONTOLOGÍA**

**Departamento de Estomatología I**



**ANÁLISIS IN VITRO DE LA RESISTENCIA  
A LA FRACTURA DE ESTRUCTURAS DE  
FIBRA DE CARBONO TERMOCICLADAS**

**TRABAJO FIN DE MÁSTER**

**Máster en Ciencias Odontológicas**

**Evelina Haroyan**

**2015**



# **ANÁLISIS IN VITRO DE LA RESISTENCIA A LA FRACTURA DE ESTRUCTURAS DE FIBRA DE CARBONO TERMOCICLADAS**

**TRABAJO DE INVESTIGACIÓN**

**MÁSTER EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS**

Tutor:

Profesor Dr. Jaime del Río Highsmith

**Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial)**

**Facultad de Odontología**

**Universidad Complutense de Madrid**

**MADRID, 2015**

Don Jaime del Río Highsmith Profesor Catedrático del Departamento de Estomatología I (Prótesis Bucofacial) de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid.

**Certifica que:**

El trabajo de investigación titulado: “Análisis de la resistencia a la fractura de estructuras de fibra de carbono termocicladas” del que es autora Dña. Evelina Haroyan, ha sido realizado en este Departamento, bajo mi dirección y supervisión, reuniendo en mi opinión todos los requisitos para ser presentado y defendido como Trabajo Fin de Master.

Y para que conste a los efectos oportunos, firmo el presente certificado en Madrid, a 22 de Julio de dos mil quince.

Fdo. Jaime del Río Highsmith

## ÍNDICE

<b>1) INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>5</b>
<b>1) Antecedentes históricos</b>	
<b>2) Prótesis híbridas</b>	
<b>1. Ventajas e inconvenientes de las prótesis híbridas</b>	
<b>2. Complicaciones de las prótesis híbridas</b>	
<b>3. Aleaciones metálicas en implantoprótesis</b>	
<b>4. Resinas acrílicas en implantoprótesis</b>	
<b>3) La fibra de carbono como material alternativo</b>	
<b>4) Termociclado: envejecimiento artificial</b>	
<b>5) Propiedades mecánicas de los materiales</b>	
<b>1. Resistencia a la flexión</b>	
<b>2. Relación entre tensión y deformación</b>	
<b>2) HIPÓTESIS DE TRABAJO .....</b>	<b>24</b>
<b>3) JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS .....</b>	<b>26</b>
<b>4) MATERIAL Y MÉTODOS .....</b>	<b>29</b>
<b>1) Muestra y selección de grupos</b>	
<b>2) Preparación de las probetas</b>	
<b>1. Medidas de las probetas</b>	
<b>2. Confección de las probetas</b>	
<b>3) Numeración y agrupación</b>	
<b>4) Medición de las probetas</b>	
<b>5) Termociclado</b>	
<b>6) Realización de los ensayos</b>	
<b>7) Tratamiento de los datos</b>	
<b>5) RESULTADOS.....</b>	<b>42</b>
<b>1) Estadística descriptiva</b>	
<b>2) Estadística inferencial</b>	
<b>6) DISCUSIÓN.....</b>	<b>47</b>
<b>7) CONCLUSIONES.....</b>	<b>54</b>
<b>8) BIBLIOGRAFÍA .....</b>	<b>57</b>
<b>9) ANEXO.....</b>	<b>65</b>
<b>1. ANEXO-ANÁLISIS ESTADÍSTICO</b>	

# **I. INTRODUCCIÓN**

## 1. ANTECEDENTES HISTÓRICOS

Las más recientes proyecciones demográficas constatan que la población mundial está en creciente aumento, sobre todo en países en desarrollo. Se prevé que este cambio demográfico tendrá repercusiones en el estado bucodental de la población, ya que con el incremento de la esperanza de vida aumenta el riesgo de edentulismo.

Las pérdidas dentarias pueden tener múltiples causas. Pueden producirse por caries, problemas endodónticos, enfermedad periodontal, traumatismos, tumores, entre otros. Esto provoca pérdida del proceso alveolar residual<sup>1</sup>, alteraciones estéticas, alteraciones funcionales como una disminución de la eficacia masticatoria conllevando esto una pobre dieta<sup>2</sup>, migraciones dentarias como inclinaciones y extrusiones<sup>3</sup>, lo que provoca alteraciones en el plano oclusal o incluso la aparición de hábitos parafuncionales como el bruxismo. Es por esto, que los espacios edéntulos deberían ser restaurados.

Desde la antigüedad se han propuesto diferentes opciones de tratamiento para este problema. Clásicamente se han utilizado las prótesis completas removibles convencionales para solucionar un problema tan común como es el edentulismo. Éstas tienen como objetivo restaurar las ausencias dentarias, la función y la estética del paciente.

Estas prótesis presentan múltiples problemas, como es la reabsorción de los rebordes alveolares en el maxilar y en la mandíbula, comprometiendo la retención y la estabilidad de las prótesis, además de que provocan lesiones orales traumáticas (úlceras, hiperplasias) e infecciosas (candidiasis) perjudicando la calidad de vida de los pacientes mayores. Esto deriva en que muchos pacientes desdentados portadores de prótesis completas tras varios años de evolución, no pueden llevarlas con comodidad, comprometiendo la función masticatoria del paciente<sup>4</sup>.

El uso de prótesis removibles no sólo trae dificultades funcionales al paciente, sino que tiene también un componente emocional y psicológico muy alto<sup>5</sup>. En este sentido, Misch y cols.<sup>6</sup> en 1991, estudiaron el efecto psicológico de 104 pacientes totalmente desdentados portadores de prótesis convencionales. El 88% presentaba dificultad para hablar, la mitad de los pacientes evitaba la ingesta de alimentos debido a la inestabilidad de sus prótesis, el 17% señalaba masticar mejor sin ellas y el 16,5% de los pacientes afirmó que nunca las llevaban. Smith y cols<sup>7</sup> respaldan estos hallazgos, encontrando que el 25% de los pacientes ancianos experimentan dolor al masticar y que un 41% necesitan más tiempo para la masticación.

Esto deriva en que, con el envejecimiento de la población y el aumento de la demanda estética, cada vez son más frecuentes los pacientes edéntulos que demandan una recuperación de su función masticatoria incluso a edades muy avanzadas. Además estos pacientes son cada vez más exigentes y tienen unas mayores expectativas en cuanto a nivel estético.

Gracias al desarrollo de la implantología y osteointegración introducido por Bränemark, podemos ofrecer a nuestros pacientes determinados tipos de rehabilitaciones prostodóncicas que cumplen en gran medida estas exigencias de manera satisfactoria<sup>8</sup>. En los últimos 25 años, la sustitución de los dientes ausentes por implantes se ha convertido en una alternativa al tratamiento convencional. Además con la introducción de los implantes con superficies tratadas, se ofrecen opciones terapéuticas más predecibles en períodos de tiempo más cortos<sup>9,10</sup>. Además, diversos estudios demuestran que la rehabilitaciones con implantes, tanto las restauraciones fijas, prótesis híbridas como sobredentaduras, incrementan considerablemente la calidad de vida de los pacientes insatisfechos con prótesis completas tradicionales<sup>11-14</sup>.

Los desdentados totales pueden ser rehabilitados mediante 3 esquemas implantoprotéticos: prótesis híbridas, prótesis fijas metal-cerámica y sobredentaduras. El modelo protésico elegido dependerá de

múltiples factores, tales como el volumen óseo, espacio oclusal, el estado general del paciente, motivos económicos, etc. Una buena alternativa de tratamiento para los pacientes desdentados es la prótesis híbrida. Se trata de una prótesis fija para el paciente y fácilmente removible por el profesional, pues es atornillada sobre pilares<sup>15</sup>.

Desde los inicios de la implantología moderna, el Profesor Bränemark plantea la necesidad de colocar de cuatro a seis implantes en el sector anterior para realizar una prótesis híbrida con extensiones distales<sup>16</sup>. Este tipo de tratamiento ofrece al paciente el poder llevar una restauración fija y compensar las deficiencias alveolares.

## **2. PRÓTESIS HÍBRIDA IMPLANTOSOPORTADA**

El primer paciente totalmente desdentado fue tratado con una prótesis fija implantosoportada de metal-resina en 1965<sup>8</sup>. Son un método de fabricación alternativo de prótesis fijas. Consta de una estructura metálica, recubrimiento acrílico y dientes artificiales de resina acrílica<sup>15</sup>.

Fueron Zarb y cols quienes popularizaron este diseño, que ha sido empleado durante más de dos décadas<sup>17</sup>. Hoy en día, es comúnmente conocido como prótesis híbrida y ha sido estudiada en la literatura científica presentando tasas de supervivencia que varían entre un 88,5% al 100% en estudios<sup>18-22</sup>. Attard y Zarb, respaldan la elección de la prótesis híbrida como tratamiento protésico al rehabilitar una mandíbula edéntula y determinan que la tasa de éxito protésico es del 84,34% a los 20 años<sup>16</sup>.

Como norma general están indicados en aquellos casos en los que el espacio interoclusal es mayor de 15 milímetros, cuando existe una mala relación maxilo-mandibular y por motivos económicos. En el maxilar, se utilizan en pacientes con gran falta de altura ósea en sectores posteriores y que no quieren someterse a una técnicas quirúrgicas avanzadas reclamando prótesis fijas. En el caso de la mandíbula, cuando existe gran pérdida de soporte osteomucoso y una dirección de los implantes favorable. En cuanto al diseño, se confecciona sobre al menos cuatro implantes osteointegrados, aunque idealmente se colocan 6 o más implantes. La localización de los implantes variará en el arcada superior desde las posiciones de las piezas 13-15 y 23-25, y en la arcada inferior entre 32-42<sup>23</sup>.

La máxima longitud del cantiléver en una prótesis híbrida de metal-acrílico es de 10 mm en el maxilar y no superando los 15 mm en mandíbula. La porción de la prótesis parcial entre el implante más anterior y el implante más distal contrarresta el brazo de palanca del cantiléver. Si los implantes se colocan en una línea más recta, se reduce la longitud del cantiléver. La altura gingivo-oclusal del armazón (estructura) metálica debe tener un mínimo de 6 mm para proporcionar rigidez a la prótesis<sup>24</sup>.

## **2.1 Ventajas e Inconvenientes**

Las ventajas de las prótesis híbridas son muchas, la fabricación es más barata que una prótesis fija de metal-cerámica, debido a que requieren menor número de implantes. Al mismo tiempo son fijas para el paciente, generando sensación de dentadura propia.

Además el diseño es muy estético, ya que se realizan con dientes artificiales prefabricados y se reemplaza fácilmente el aspecto tejidos blandos gracias a las modernas resinas acrílicas. En mandíbula presentan buena higiene ya que no hay contacto mucoso<sup>15,23</sup>.



La existencia de este espacio subprotésico también puede generar problemas estéticos si existe una línea de sonrisa alta o un labio corto, quedándose expuestos los componentes metálicos, dificultad en la higiene y problemas fonéticos debido al escape de aire, que van desapareciendo con los días en prótesis híbridas inferiores y a veces se tornan persistentes en prótesis híbridas superiores<sup>25</sup>.

Existe un mayor riesgo de fractura de los implantes colocados a distal y aditamentos de los mismos, debido a los voladizos (cantilevers) y riesgo de filtraciones de la unión metal-resina, provocando la separación de ambos<sup>26</sup>.

## **2.2 Complicaciones mecánicas de las prótesis híbridas**

El primer autor en estudiar los problemas mecánicos de las prótesis híbrida fue Gunnar Johansson<sup>27</sup> en 1990, tras realizar un estudio de 5 años en 50 prótesis híbridas. Después de Johansson, otros autores siguieron estudiando los diferentes problemas mecánicos de este tipo de prótesis: Jemt<sup>25</sup>, Hemmings<sup>28</sup> o Goodcare<sup>29</sup>. Todos concluyeron que el problema mecánico más frecuente es la fractura de dientes y el recubrimiento acrílico de la prótesis.

Existen varios posibles factores causales de estas fracturas: la falta de unión entre el metal y la resina acrílica, las fuerzas masticatorias aumentadas en los pacientes implantados, la separación de la resina acrílica de la estructura metálica tras varios años de uso.

Aunque la fractura de la estructura metálica es menos frecuente, esta también ha sido registrada en un porcentaje variable de los casos en función de la aleación metálica empleada y el tiempo de seguimiento. Y si bien no es muy frecuente, obliga en la mayoría de los casos a la realización de una nueva prótesis, con el consiguiente gasto que esto supone para los pacientes.

Algunos autores han registrado incidencias de fractura de hasta el 13,33% para estructuras de titanio soldado con láser a los 5 años<sup>30</sup> y del 18,91% para estructuras de aleación de oro, también tras 5 años de seguimiento<sup>31</sup>, o del 36% tras 9 años de permanencia en boca<sup>32</sup>.

### **I. Falta de unión entre el metal y la resina acrílica.**

Una buena unión entre el metal y la resina es un antiguo problema sin resolver. Mejorar esta unión es esencial para el éxito del tratamiento protésico<sup>33</sup>. Una pobre adhesión del metal y la resina provoca problemas clínicos como el fallo adhesivo. Esto es debido a la diferencia en el coeficiente de expansión térmica que sufre el acrílico frente a las aleaciones metálicas, provocando la separación de estos materiales<sup>34</sup>. Una pobre unión entre el metal y el acrílico provoca una microfiltración de fluidos orales, lo que aumenta la acumulación de placa, microorganismos y detritus, provocando microgaps entre la estructura metálica y la resina tras varios años de uso<sup>35-37</sup>.

Se han descrito múltiples métodos para aumentar la adhesión entre las aleaciones y la estructura de acrílico. En un intento de clasificar los tipos de unión entre el metal y la resina encontramos una clasificación que los divide en mecánica, química y mixta. La retención mecánica puede ser macro y micromecánica, la macromecánica es observable a simple vista mientras que micromecánica no lo es.

- **Unión macromecánica:** como es el método de la sal perdida, en el cual se añaden cristales al patrón de cera. También se pueden añadir perlas de resina al patrón de cera<sup>38</sup>
- **Unión micromecánica:** grabado electrolítico<sup>39</sup> (basado en los principios físicos que regulan el comportamiento de los cuerpos en disolución acuosa) , el método de chorreado, (basado en proyectar partículas de aluminio contra una superficie metálica) y grabado químico(un

proceso simple en el cual se emplean ácidos a una determinada concentración y tiempo de exposición para producir retención micromecánica.)

- **Unión química:** es la unión entre partículas de los cuerpos. Esto se consigue a través de metal primers que se unen a la resina y reaccionan con el metal. Existe en el mercado un amplio abanico de metal primers basado en diferentes sustancias activas. Meta Fast de Sun Medical (4-META), Alloy Primer de Kuraray (VBATDT) y Metal Primer de Ivoclar Vivadent (Ácido fosfórico, MDP)<sup>40</sup>.

Debido a esta falta de unión, termina por producirse una microfiltración entre ambos materiales. Se filtran fluidos orales lo que conlleva a una acumulación de placa, microorganismos y detritus, provocando microgaps entre la estructura metálica y la resina.

## **II. Propiocepción de los pacientes implantados**

Gracias a los mecanorreceptores existentes en el ligamento periodontal, el diente posee un elemento amortiguador, confiriéndole un carácter resiliente. De modo que el ligamento periodontal puede compensar el estrés oclusal mediante pequeños movimientos oclusales que se han cifrado entre las 200 y las 300 micras ante fuerzas masticatorias. Los pacientes dentados, por tanto, poseen capacidad discriminativa, sensitiva de información cenestésica (sensación de posición, movimiento y carga), ya que estos receptores son estimulados, al ocluir o al interponer un objeto. Estos estímulos se transmiten mediante impulsos al sistema nervioso central haciéndose conscientes. El implante por el contrario carece de ligamento periodontal. En el proceso de osteointegración existen fibras que rodean al implante y que se insertan en el hueso, denominado pseudoperiodonto, aunque

éstas poseen una propiocepción muy ligera, prácticamente inexistente, llamándose osteopercepción<sup>41</sup>.

De este modo, la pérdida del ligamento periodontal influye en la mecanorrecepción y por lo tanto en la magnitud de la carga oclusal, siendo el umbral de percepción 10 veces más alto en los implantes que en dientes naturales. Las cargas en estos casos no se aprecian de manera adecuada y la sobrecarga producida, en muchas ocasiones produce aflojamiento o fractura del tornillo, del pilar o de la prótesis e incluso, fractura del implante<sup>42,43</sup>.

### **III. Bruxismo e implantes**

Se debe considerar que la fuerza oclusal durante el bruxismo es muy superior a la de la masticación, llegando a doblar la fuerza masticatoria normal. A nivel de los dientes posteriores se registran las fuerzas masticatorias máximas, que varían entre 400-800 Newton (N), mientras que en caninos e incisivos se han registrado por término medio unas fuerzas entre 200 y 150 N respectivamente. Sin embargo en algunos momentos de la masticación, así como cuando existen ciertas parafunciones, estos valores pueden aumentar considerablemente, hasta llegar a alcanzar valores de hasta 1000 N. El bruxismo puede contribuir a la sobrecarga biomecánica de los implantes dentales y causar la fractura o desprendimiento delacrílico de las prótesis<sup>23</sup>.

### **V. Espacio oclusal**

El espacio que ocupa la altura de una corona en una zona desdentada varía notablemente. Si es superior a 15 mm indica que existe una pérdida vertical de hueso alveolar y tejido blando. Este espacio puede suponer un problema para las rehabilitaciones. Los dientes artificiales son alargados

y suele ser necesario añadir tono gingival en las zonas de mayor estética. Cuanto mayor sea la fuerza de impacto sobre los implantes, y más aumente la altura de la corona, más aumentará el momento de las fuerzas que actúan sobre los implantes, y por tanto habrá más riesgo de fractura, tanto de los componentes como de los materiales. Estos problemas suelen ser frecuente sobre todo en las restauraciones fijas con zonas en las que existen voladizos, cutas condiciones biomecánicas no son buenas. Si la altura de la corona es excesiva pueden surgir mayores fracasos en las prótesis por complicaciones mecánicas y de fabricación<sup>15</sup>.

### **2.3 Aleaciones metálicas en implantoprótesis**

El protocolo propuesto por Branemark consistía en la confección de la estructura metálica de la prótesis híbrida con aleación de oro colado<sup>44</sup>. Debido a los costos económicos que esto suponía, con el paso del tiempo se han ido introduciendo otros metales alternativos. Diferentes aleaciones nobles han tenido distintas tasas de éxito. Entre estos materiales se encuentran las aleaciones de plata-paladio<sup>45-47</sup> titanio colado<sup>48,49</sup> soldado con láser<sup>50-52</sup> o mecanizado<sup>53</sup> y cromo-cobalto colado<sup>54</sup>. Estas estructuras, además de tener un coste inferior, presentan mejores propiedades mecánicas que el oro colado, lo que las hace atractivas de cara a la supervivencia de las prótesis a medio-largo plazo. )

Estas aleaciones deben ser biocompatibles y poder ser recubiertos estéticamente, a la vez que deben poseer una buena rigidez y ser resistentes a la tracción, para evitar fracturas. Así como también deben tener un límite elástico alto (punto desde el cual el material sufriría una deformación permanente). No deben presentar corrosión y deben de tener una temperatura de fusión elevada, ya que en boca podemos alcanzar hasta 55°C. Todas las estructuras tanto metálicas como no metálicas deben tener un buen ajuste pasivo. En cuanto a la técnica de fabricación, las estructuras mecanizadas presentan un mayor ajuste que las coladas, y las estructuras mecanizadas permiten su realización en cualquier material<sup>23</sup>.

## **2.4 Resinas acrílicas en implantoprótesis**

Las prótesis híbridas se caracterizan, tradicionalmente, por estar recubiertas y tener dientes protésicos de resina acrílica. Desde mediados de la década de 1940, la mayor parte de las bases protésicas se han confeccionado con resinas de polimetilmetacrilato. Estas resinas son plásticos resilientes formados por la unión de múltiples moléculas de metilmetacrilato. Es el segundo material que clásicamente se ha escogido para revestir el metal.

Entre sus ventajas se encuentra, la facilidad con la que se maneja y se procesa. Sus propiedades de color y ópticas permanecen estables bajo condiciones intraorales normales. Actualmente, gracias a la evolución de las resinas se pueden lograr excelentes resultados estéticos con dientes protésicos de acrílico. Tiene una dureza y una abrasividad inferiores a la cerámica y absorben las cargas oclusales. Por otra parte, el uso de resina acrílica puede atenuar las cargas oclusales que pasarían al implante y de este al tejido óseo<sup>23</sup>.

No requieren elevadas temperaturas para su cocción y permiten realizar reparaciones de forma rápida y sencilla. Además, cuando éstos presenten desgastes, pérdida de brillo y pigmentación pueden cambiarse por otro juego de dientes nuevo.

Entre las desventajas, cabe destacar una contracción de polimerización, lo que provoca un aumento del espacio marginal en la zona de unión. A la larga, presenta, microfiltraciones, alteración del color y acúmulo de placa. Al igual que todas las resinas acrílicas, el polimetilmetacrilato tiende a absorber agua mediante un proceso de imbibición<sup>55</sup>. Pero su gran desventaja es la unión exclusivamente de tipo mecánico a la estructura metálica, lo que obliga a realizar estructuras retentivas complejas y que puede traducirse en separaciones de los dos materiales<sup>23</sup>.

### 3. FIBRA DE CARBONO

Aunque filamentos de fibras de carbono habían sido obtenidos en el siglo XIX, éstas se desarrollaron de forma definitiva en la década de los sesenta en Gran Bretaña, principalmente para la industria aeronáutica y aeroespacial<sup>56</sup>.

La fibra de carbono pertenece al grupo de materiales llamado materiales compuestos, es decir aquellos que están hechos a partir de dos o más componentes y que al combinarse dan lugar a un nuevo material con propiedades y cualidades superiores e inalcanzables por cada uno de los componentes por separado. En el caso particular de la fibra de carbono, se combina un tejido de hilos de carbono (refuerzo) que aporta flexibilidad y resistencia, con una resina termoestable de tipo epoxi (matriz) que solidifica gracias a un agente endurecedor y actúa uniendo las fibras, protegiéndolas y transfiriendo la carga por todo el material. Por su parte el agente de curado ayuda a convertir la resina en un plástico duro<sup>56</sup>.

El tejido de fibras de carbono procede de una mezcla polímeros, siendo el PAN (poliacrilonitrilo) el más utilizado. Éste es un derivado del petróleo, es decir carbono concentrado. El diámetros de las fibras (o mechas) oscilan entre 5 y 8 micras, y son trenzados entre sí en grupos de 5000 y 12000 fibras. Vale señalar que por sí solos los hilos no tienen ninguna función, por eso necesitan ser combinados con la resina y el catalizador.

El segundo componente básico de la fibra de carbono es la resina, una clase de polímero termoestable. Ésta endurece cuando se mezcla con un agente catalizador. La más utilizada es la resina epoxi, la cual posee una buena adherencia a muchos sustratos y baja concentración durante la

polimerización es especialmente resistente a la corrosión y agentes químicos. Su función es la de unir las fibras, además de protegerlas contra las condiciones ambientales, permitiendo transferir las tensiones entre ellas, en esfuerzos de tracción. Las mejores propiedades mecánicas de las fibras de carbono, se obtienen de asociarlas con matrices del tipo epoxi, así pues es posible obtener un material con una elevada estabilidad dimensional<sup>57</sup>.

Además, posee otras propiedades muy interesantes, como una elevada resistencia y un buen comportamiento a la fatiga, lo que podría ser conveniente en el campo odontológico, pues la fatiga por fuerzas masticatorias es una de las causas de fractura de las prótesis<sup>58</sup>.

Se caracteriza por una buena conductividad térmica y bajo coeficiente de dilatación térmica, además de resistencia a altas temperaturas, lo que es una ventaja, ya que en la cavidad oral pasamos de temperaturas de 5° a 55°C en cortos períodos de tiempo<sup>57</sup>.

Por otra parte, tienen alta resistencia química a ácidos y disolventes, por lo que no se vería afectado por los ácidos orales. Cabe destacar su reducido peso respecto a los metales, una característica de particular interés, puesto que hoy en día las prótesis híbridas se confeccionan con estructuras metálicas. El fabricante afirma que el peso total de una rehabilitación ya terminada con fibra de carbono es igual de ligera que el peso de la dentición natural correspondiente a la misma arcada, es decir, aproximadamente 13gr. Esto confiere al paciente una sensación de ligereza y confort similar a la que tuvo en el pasado<sup>59</sup>.



Son muchos los estudios que demuestran cómo el refuerzo con la fibra de carbono mejora las propiedades mecánicas de los polímeros. Así mismo en el campo de la odontología se han hecho varias investigaciones con diferentes tipos de fibras. Narva y cols encontraron que las prótesis acrílicas reforzadas con diferentes tipos de fibras mejora las propiedades mecánicas disminuyendo el riesgo de fractura<sup>60</sup>, como podría ser la fibra de vidrio<sup>61</sup>, fibras de aramida<sup>62</sup>, o fibras de cuarzo<sup>63</sup>. Miyari y cols encuentran que añadiendo fibra de carbono a las prótesis completas superiores éstas mejoraban su resistencia<sup>64</sup>.

El uso de la fibra de carbono en el campo de la prótesis bucofacial comienza en los años setenta. Schreiber<sup>65</sup>, en 1971 confecciona prótesis completas reforzadas con fibra de carbono, mejorando las propiedades de flexión de las resinas acrílicas. Se empieza la fabricación de prótesis completas con éstas fibras, aunque mecánicamente funcionan mejor, presentan una estética muy pobre.

En los años ochenta se empieza la confección de prótesis implantosoportadas de PMMA (polimetilmetaacrilato) con refuerzo de éstas fibra y se siguen desarrollando desde entonces. Ruyter y cols<sup>66</sup> son los primeros estudiar las propiedades de flexión del PMMA reforzado con fibra de carbono para prótesis híbridas.

Por las propiedades anteriormente citadas junto con la gran biocompatibilidad, la fibra de carbono representa una nueva alternativa en la aplicación protésica, en especial para la construcción de estructuras de prótesis híbridas implantosoportadas.

#### **4. TERMOCICLADO DE LOS MATERIALES.**

Promover el envejecimiento de los materiales odontológicos en laboratorio con el objetivo de predecir su comportamiento mecánico y su durabilidad, ha sido una alternativa utilizada por los investigadores para realizar ensayos científicos. Para los polímeros los métodos de envejecimiento van desde el almacenamiento en agua destilada, saliva artificial, termociclado, entre otros. Así en este estudio, se ha basado en un método de termociclado de 5.000 ciclos, equivalentes a 1 año<sup>67</sup>.

#### **5. PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS MATERIALES**

El estudio del comportamiento de los materiales ante la acción de fuerzas o cargas se conoce como el estudio de sus propiedades mecánicas. Éste se ocupa del comportamiento de la estructura interna de la materia ante la acción de fuerzas externas<sup>68</sup>.

El estudio de las propiedades mecánicas de los materiales es uno de los principales campos de investigación en odontología, ya que la mayoría de los materiales utilizados en la cavidad oral van a estar sometidas a grandes cargas y tensión, derivando en deformaciones y repercusiones biológico-clínicas en el ámbito bucal<sup>69</sup>.

Si las fuerzas externas son suficientemente grandes, puede superarse la tensión máxima posible de inducir, es decir, se superan las fuerzas de las uniones químicas de los átomos o moléculas del materia. Esto lleva a la ruptura del cuerpo, es decir la separación en una determinada zona de los átomos o moléculas que lo componen. La tensión máxima que puede soportar un material se denomina *resistencia*<sup>68</sup>.

## 5.1 Resistencia a la flexión

Resistencia a la flexión es aquella capacidad de un material para evitar ser deformado elásticamente, es decir, para evitar ser doblado y es la propiedad mecánica más comúnmente considerada<sup>70</sup>. La resistencia de los materiales se estudia mediante medidas de flexión, ya que son ensayos fáciles de realizar.

En general, se denomina carga a la fuerza externa que actúa sobre el material y tensión a la fuerza igual y en sentido contrario que se genera dentro del material y que se opone a la carga. Medir la resistencia de un material representa medir cuál es la carga externa necesaria para romper un cuerpo construido con ese material o cuál es la tensión máxima que generan sus uniones antes de romperse. Para ello se confecciona un cuerpo denominado probeta, y es una muestra de un material confeccionada para probar alguna de sus propiedades. Esta probeta se somete a fuerzas progresivamente en aumento hasta su ruptura. Esta fuerza se puede medir, en unidades como el Newton. La resistencia se expresa en función de la superficie sobre la que actúa, o sea:

Resistencia : fuerza/superficie

Pascal (Pa)= newton (N)/metro cuadrado (m<sup>2</sup>)

Como en realidad esta unidad resulta pequeña para las tensiones y resistencias de los estudios de materiales, se suele utilizar el megapascal (MPa) que es un millón de veces mayor<sup>68</sup>.

## 5.2 Relación entre tensión y deformación

Las fuerzas que se ejercen sobre un cuerpo en reposo van a provocar una deformación del mismo, que será mayor o menor según la intensidad de la fuerza aplicada. Las deformaciones producidas son proporcionales a las tensiones inducidas hasta una tensión máxima, que se denomina límite proporcional. Esto es el enunciado de la *ley de Hooke*.

Por lo tanto, en un material sobre el cual se ejerce una fuerza, existe una secuencia:

- Deformación elástica: es aquella deformación que desaparece cuando deja de actuar la carga que la produce, recuperando el cuerpo su dimensión original. Es una deformación reversible.
- Deformación plástica: Si la fuerza es mayor o continua, el material se deforma hasta un punto en que no recupera su forma original cuando la fuerza deja de actuar. Es una deformación irreversible.
- Resistencia final: Si la carga aumenta llega a un punto en el que se produce la fractura.

El ensayo más empleado en los estudios de resistencia a la flexión de los materiales es el ensayo por carga en tres puntos. Se realiza sobre probetas apoyadas en 2 puntos, aplicando la carga a la superficie contraria, en un punto equidistante de los dos anteriores. (Figura 1)

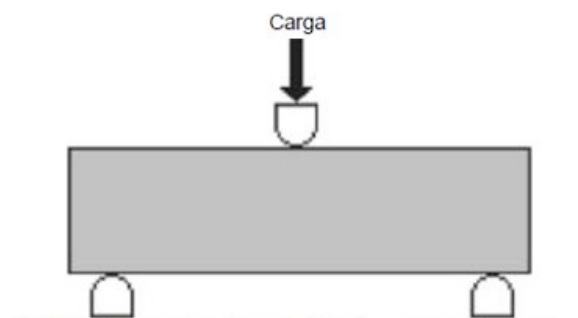


Fig.1:Ensayo de carga en tres puntos.

Mediante una máquina de ensayos universal conectada a un ordenador, se pueden registrar la carga aplicada y la deformación producida. Los resultados se reflejan gráficamente por medio de curvas en un sistema de coordenadas, que son las curvas “tensión-deformación”. En el eje de ordenadas se representa la carga o el esfuerzo, y en el eje de abscisas se representa la deformación causada por la carga, por unidad de longitud.

Establecer la curva tensión/deformación (Figura 2) de un material tiene gran interés al investigar un nuevo material, ya que nos permite conocer la tensión máxima que soporta para permanecer dimensionalmente estable.

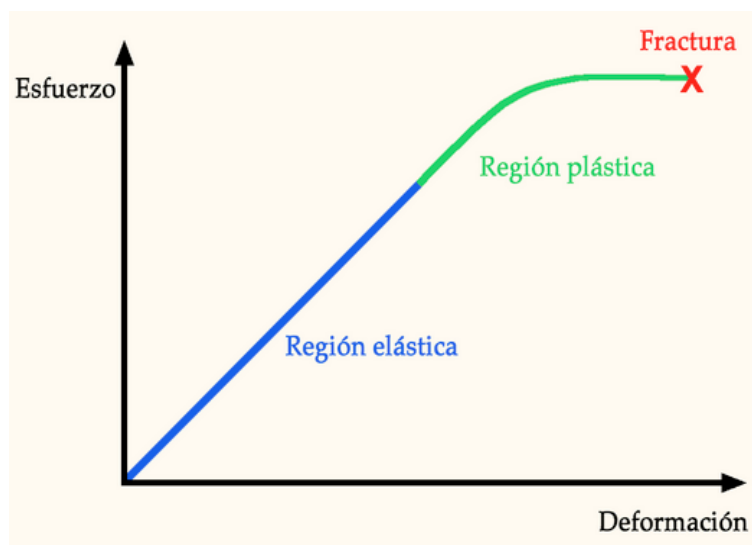


Fig.2: gráfica de tensión deformación.

En una curva de tensión/deformación, la recta o la primera zona representa el tramo elástico (azul: región elástica). En esta región se produce una deformación elástica del material, directamente proporcional a la fuerza aplicada y que al retirarse el esfuerzo, desaparece. A medida que va aumentando la carga, se obtiene una deformación también constante, hasta que se alcanza un punto en que dicha proporcionalidad se pierde. Este punto se denomina límite proporcional o límite elástico ( $\sigma E$ ). Si la tensión inducida supera el valor del límite proporcional (verde: región plástica), se produce una deformación permanente, que al aumentar la carga termina por fracturarse. (rojo: fractura)

La pendiente de esta porción lineal de la gráfica (la recta) indica la rigidez del material y se denomina módulo de elasticidad o módulo de Young ( $E$ ). El módulo de elasticidad es característica y constante para cada material. Cuanto mayor sea el módulo de elasticidad, más tensión es necesario inducir para producir una deformación elástica. El módulo de elasticidad se define como la proporción existente entre la tensión a que se somete el material y la deformación reversible o elástica que éste sufre. Esta magnitud indica la rigidez del material, y por tanto la rigidez es la resistencia del material a su deformación y cuanto más vertical es la línea, más rígido es el material. Lo contrario se denomina flexibilidad, cuanto menos sea el módulo, más flexible será el material<sup>71</sup>.

Pasado el límite elástico o de proporcionalidad puede suceder la fractura, si el material es frágil o una deformación plástica si el material es dúctil. Desde A-B tiene lugar la deformación plástica, y en cualquier punto de la curva puede aparecer una grieta que inicie la fractura. Entre el límite elástico y el punto de ruptura, a menudo existe una zona de fluencia, donde el material se deforma fácilmente, sin necesidad de aumentar el esfuerzo. Dependiendo del tipo de material, esta región de fluencia puede o no existir. Si esta región es pequeña o inexistente, el material es frágil, si esta región es amplia, el material es dúctil<sup>68,69</sup>.

## **2. HIPÓTESIS DE TRABAJO**

El éxito clínico de una rehabilitación con prótesis híbrida depende, en gran medida, de su longevidad. Los materiales utilizados en la confección de estas restauraciones están íntimamente relacionados con el pronóstico y supervivencia de las mismas.

Hasta el momento las aleaciones metálicas son las más habituales para el uso en mesoestructuras de prótesis híbridas<sup>45-54</sup>. Sin embargo, como todas las aleaciones metálicas, presentan el inconveniente de una pobre unión a las resinas acrílicas<sup>35-37</sup>. Además, junto con la falta de propiocepción de los pacientes implantados<sup>41-43</sup> y la separación que se produce entre la resina y el metal<sup>34</sup>, termina por producirse la fractura de los dientes y delacrílico.

Debido a los elevados costes que supone la confección de una nueva prótesis híbrida, nos encontramos ante la necesidad de la búsqueda de nuevos materiales que presenten una mejores propiedades mecánicas que las mesoestructuras metálicas.

Por sus excelentes propiedades en las últimas décadas se han investigado las fibras de carbono como refuerzo de las prótesis<sup>65,66</sup>, sin embargo no existen muchos estudios que analicen este material unido a las resinas acrílicas.

Ante la necesidad de obtener unas propiedades mecánicas óptimas en las prótesis híbridas implantosoportadas se planteó la siguiente hipótesis nula:

***No existirán diferencias estadísticamente significativas en la resistencia a la fractura entre las probetas de fibra de carbono y cromo-cobalto unidas a la resina acrílica.***



# **3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS**

Gracias al desarrollo de la implantología y osteointegración introducido por Bränemark<sup>8</sup> podemos ofrecer a nuestros pacientes rehabilitaciones prostodóncicas, como son las prótesis híbridas implantoportadas, que permiten satisfacer en gran medida las exigencias de los pacientes.

El protocolo original propuesto por Bränemark consistía en una mesoestructura de oro colado recubierto por una resina acrílica. Debido a los costos económicos que esto suponía y con el fin de mejorar las propiedades mecánicas, se fueron introduciendo nuevas aleaciones metálicas tales como plata-paladio, titanio colado, soldado con láser o mecanizado y cromo-cobalto colado.

Esta unión de metal-resina es un antiguo problema prostodóncico aun no resuelto. Aunque se han intentado desarrollar diferentes métodos para conseguir una mayor retención<sup>38-40</sup>, no existe un sistema definitivo para lograr dicha la unión. Además, existe una microfiltración de fluidos orales entre el metal y la resina, conllevando a la acumulación de placa, microorganismos y detritus, provocando microgaps y la separación de la estructura metálica y la resina tras varios años de uso<sup>35-37</sup>. la falta de propiocepción de los pacientes implantados<sup>41-43</sup>, y las parafunciones<sup>23</sup>, producen una sobrecarga de las fuerzas oclusales. Todos estos fenómenos en conjunto terminan por provocar la fractura de la resina acrílica de las prótesis híbridas.

Las fibras de carbono como refuerzo de las prótesis se introduce en los años setenta<sup>65</sup> y se ha ido desarrollando desde entonces. Aunque existe una falta de estudios *in vitro* que evalúen su comportamiento unidas a las resinas acrílicas.

Por ello en el presente trabajo de investigación se pretende analizar la resistencia a la flexión hasta fractura de la fibra de carbono recubiertas de resinas acrílicas, para comprobar si es extrapolable como mesoestructura de prótesis híbridas implantoportadas.

Este análisis *in vitro* tiene como objetivo estudiar las propiedades de flexión de las probetas de fibra de carbono recubiertas de resina acrílica tras envejecimiento artificial y comparar éstas propiedades con las características de probetas de cromo cobalto con recubrimiento de resina acrílica.

A través de este proyecto se pretende estudiar el comportamiento mecánico de la fibra de carbono unida a la resina acrílica, y de este modo conocer si los resultados pueden ser extrapolados a las prótesis híbridas con estructuras compuestas por fibra de carbono.

## **4. MATERIAL Y MÉTODOS**

## 1. Muestra y selección de grupos

El presente trabajo de investigación se realizó *in vitro*, para lo cual se eligieron dos grupos de probetas con idénticas dimensiones. Se elaboraron 5 probetas para cada grupo.

- Probetas de fibra de carbono con recubrimiento de resina acrílica.
- Probetas de cromo-cobalto con recubrimiento de resina acrílica.



Fig.3: probeta de fibra de carbono recubierta de resina acrílica.

## 2. Preparación de las probetas

### 2.1 Medidas de las probetas

Para la confección de las probetas se ha consultado la normativa pertinente a la determinación de las propiedades de flexión de compuestos plásticos reforzados con fibras. Se ha utilizado, por lo tanto, norma UNE-EN ISO 14125:1998. La fibra de carbono según la norma oficial, deben de tener unas dimensiones de 100 mm de largo, 15 mm de ancho y 2 mm de espesor.

Debido al reducido tamaño de la mufla del fabricante y la consecuente imposibilidad de realizar probetas de este grosor, se elaboraron probetas del tamaño adecuado a la mufla. Tras la confección de la fibra de carbono, se recubrieron de resina acrílica, tal como se harían en una prótesis híbrida.

Las probetas finales están compuestas de un 70% de fibra de carbono y un 30% de resina acrílica, asemejándose así a la composición de las prótesis híbridas reales. Las 10 probetas se confeccionaron en el laboratorio protésico de Prótesis S.A (Madrid, España) con los productos de casa comercial DEI ITALIA.

Las medidas finales de las probetas eran de:

- 50 mm de largo
- 15 mm de ancho
- 3 mm de grosor

## **2.2 Confección de las probetas**

En primer lugar, se recorta un rectángulo de polimetilmetacrilato (PMMA) con las dimensiones (2mm x 50mm x 15mm). Se elabora silicona de adición de la misma casa comercial (DEI, ITALIA) y se coloca dentro de la mufla. Sobre esta silicona se introducen los rectángulos de PMMA con el fin de crear el espacio necesario para las probetas.

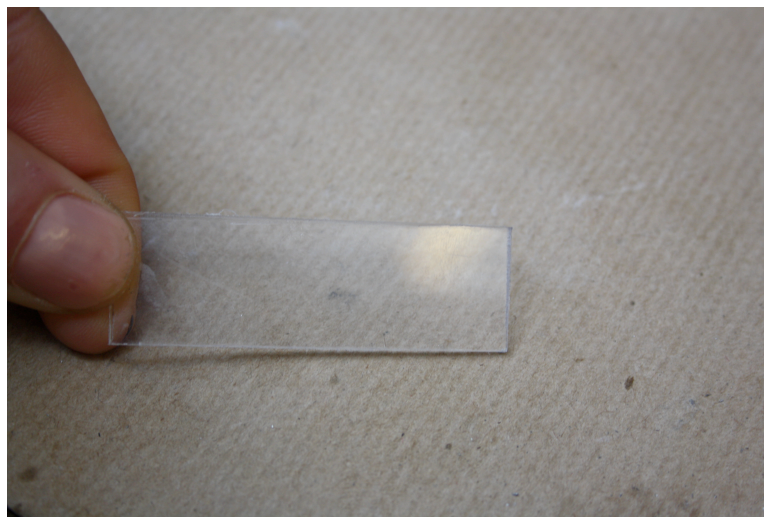


Fig.4:forma de las probetas en PMMA.

Una vez obtenido el espacio, se coloca dentro la fibra de carbono necesaria. Para ello, en primer lugar se impregna el tejido de fibra de carbono con la bioresina de la misma casa comercial (DEI Italia).

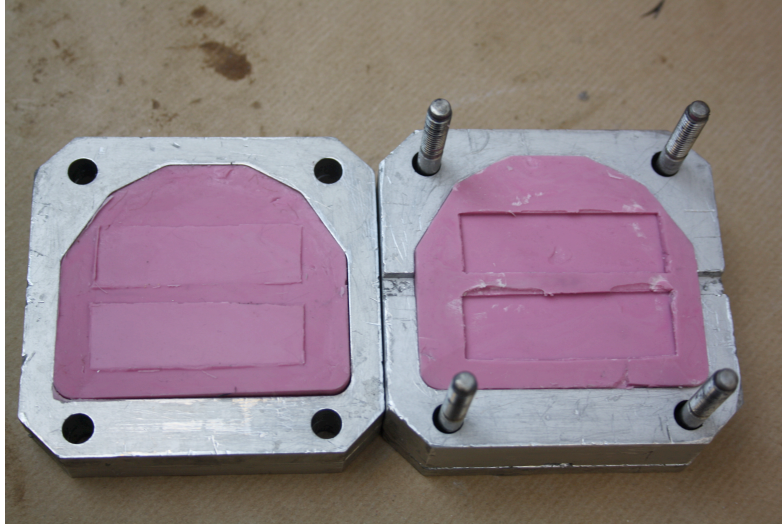


Fig.5: mufla con el espacio para las probetas.

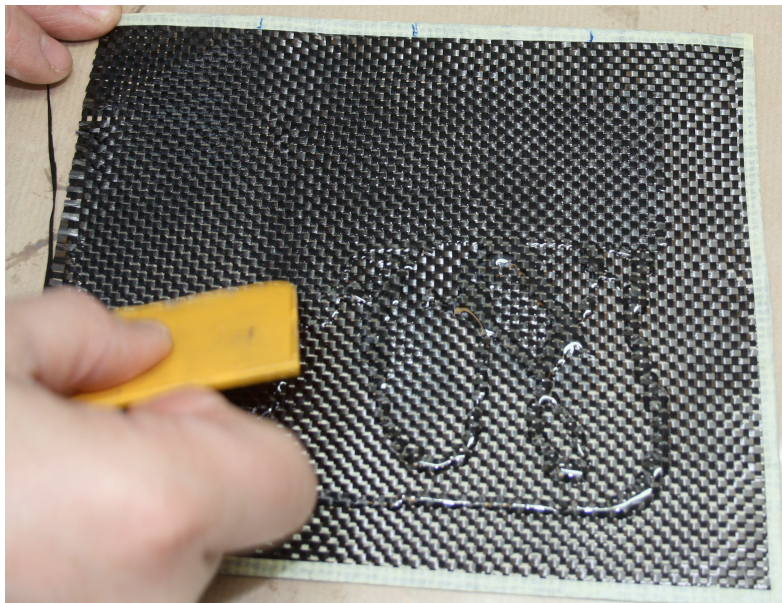


Fig 6.: Impregnación de los tejidos con bioresina.

Tras esto, se recortan 8 capas de tejido de fibra de carbono, con las mismas medidas. Los tejidos de fibra sobrantes se recortan hasta reducirlos a polvo y fibrillas y se mezclan con la bioresina. Esta mezcla, junto con los tejidos recortados se coloca en la mufla. La mufla se cierra con la contramufla y se coloca en el horno previamente calentado hasta 80°C. Se coció durante 2 horas a esta temperatura.





Fig.7:mufla con la fibra de carbono.

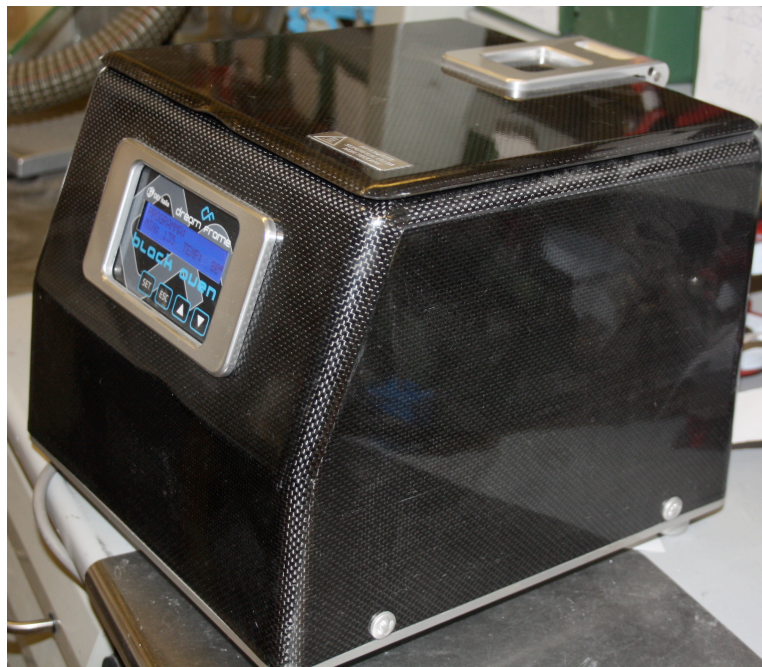


Fig.8: El horno de cocción de la fibra de carbono.





Fig.9: la probeta terminada.

Mientras que las probetas de cromo cobalto se confeccionaron mediante la técnica de colado y fueron recubiertas de resina acrílica al igual que las probetas de fibra de carbono.

### **3. Numeración y agrupación de las probetas**

La distribución de las probetas se realizó de forma aleatoria, creándose dos grupos de 5 especímenes cada uno. Para codificar cada probeta se empleó una abreviatura y un número, la abreviatura hace referencia al material que lo compone y el número el orden de la probeta dentro de cada grupo. De esta manera se crearon dos grupos :

- Grupo FC: probetas de fibra de carbono y resina acrílica. (grupo experimental)
- Grupo CrCo: probetas de cromo-cobalto y resina acrílica. (grupo control)

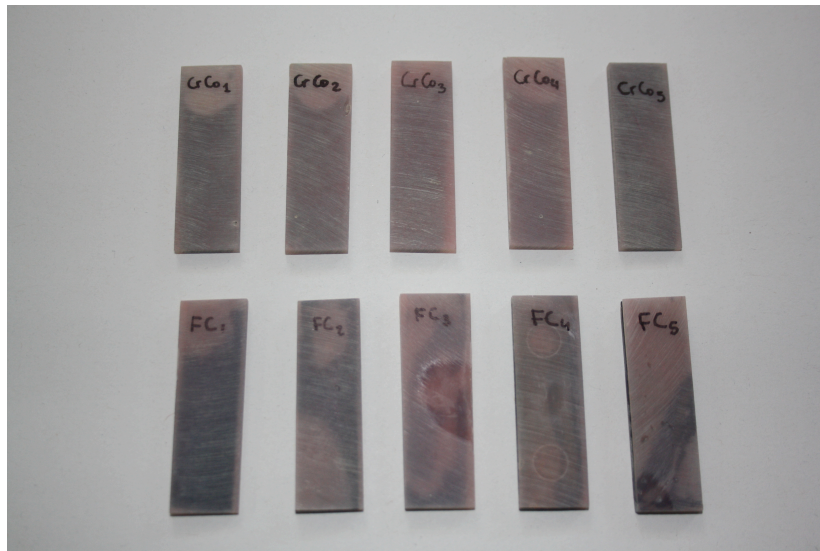


Fig.10: todos los especímenes.

#### 4. Medición de las probetas

Todas las probetas se midieron en su largo, ancho y espesor con un micrómetro (Storm, Aghasa Turis, Boadilla del Monte, Madrid, España). A continuación, se trazó una línea media para marcar el punto equidistante de los dos extremos de las probetas.



Fig.11: Medición con micrómetro de una probeta del grupo FC.

En la siguiente tabla aparecen las medidas de todas las probetas: (Tabla 1)

Probeta	Grosor	Longitud	Anchura
FC <sub>1</sub>	3,08	50,06	15,07
FC <sub>2</sub>	3,05	49,99	14,94
FC <sub>3</sub>	3,08	50,03	15,09
FC <sub>4</sub>	3,12	50,00	14,99
FC <sub>5</sub>	3,07	50,03	15,27
Cr-Co <sub>1</sub>	3,04	49,57	15,47
Cr-Co <sub>2</sub>	3,03	50,08	16,00
Cr-Co <sub>3</sub>	3,02	50,01	15,07
Cr-Co <sub>4</sub>	3,01	50,09	14,95
Cr-Co <sub>5</sub>	2,99	50,08	15,22

Tabla 1. Medidas de las probetas.

Los valores están dados en milímetros (mm)

## 5. Termociclado

El envejecimiento artificial se llevó a cabo mediante el termociclado de los especímenes. Para ello, en primer lugar las muestras permanecieron en saliva artificial durante 24 horas, a 37°C, simulando las condiciones de la cavidad oral.

## 5.1 Composición de la saliva artificial

La saliva artificial se fabricó en los laboratorios de investigación de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid. Cada litro de saliva artificial está compuesto de (gr/L):

- 0.906 gr de  $\text{CaCl}_2 \cdot 2 \text{H}_2\text{O}$  (Cloruro cálcico dihidratado)
- 0.690 gr  $\text{NaH}_2\text{PO}_4 \cdot 2 \text{H}_2\text{O}$  (Fosfato sódico monobásico dihidratado)
- 0.005gr  $\text{Na}_2\text{S} \cdot 9 \text{H}_2\text{O}$  (Sulfuro sódico nanohidratado)
- 0.4 gr KCl (Cloruro potásico)
- 0.4gr NaCl (Cloruro sódico)
- 1 gr de urea
- Con un pH:7

## 5.2 Termociclado

El termociclado se realizó con la máquina de termociclado (Figura 12 a y b) de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid (UCM, Madrid, España). Se llevaron a cabo 5.000 ciclos, equivalentes a 1 año. Los especímenes fueron sometidos de 5° a 55° C de temperatura, permaneciendo en saliva artificial durante 30 segundos entre cada ciclo. Las muestras permanecieron fuera de los baños de saliva artificial durante 2 segundos en cada ciclo. Tras el termociclado, permanecieron en saliva artificial hasta la realización de los ensayos<sup>67</sup>.



Fig.12.a.

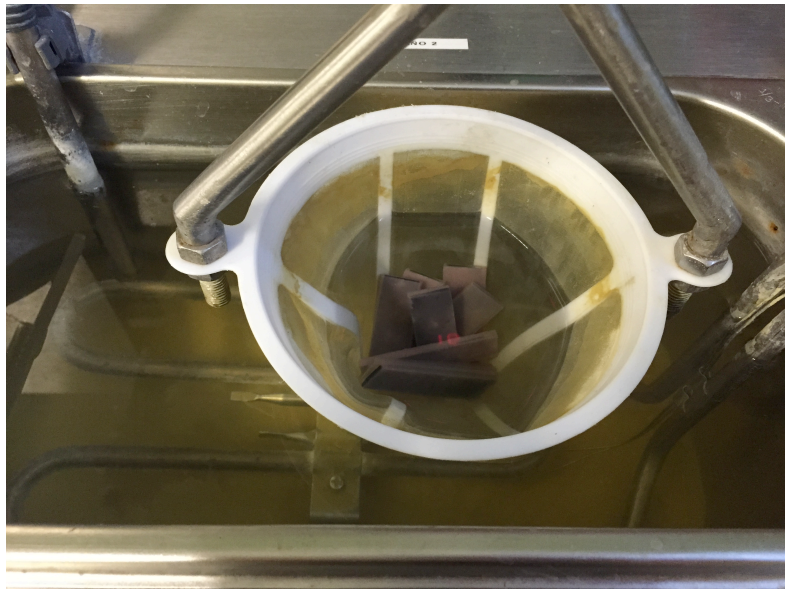


Fig.12.b.

## 6. Realización de los ensayos

### 6.1 Instrumento para pruebas mecánicas

Las pruebas de flexión se llevaron a cabo en el laboratorio de EuroOrtodoncia S.L (Alcorcón, Madrid), mediante la máquina de ensayos universal Zwick/Roell(Figura 13), modelo BTI-FR2.5TS.D14. La maquina ha sido calibrada en Marzo de 2015. La célula de carga es de tipo KAF-TC, y alcanza una capacidad de 2,5 KN.



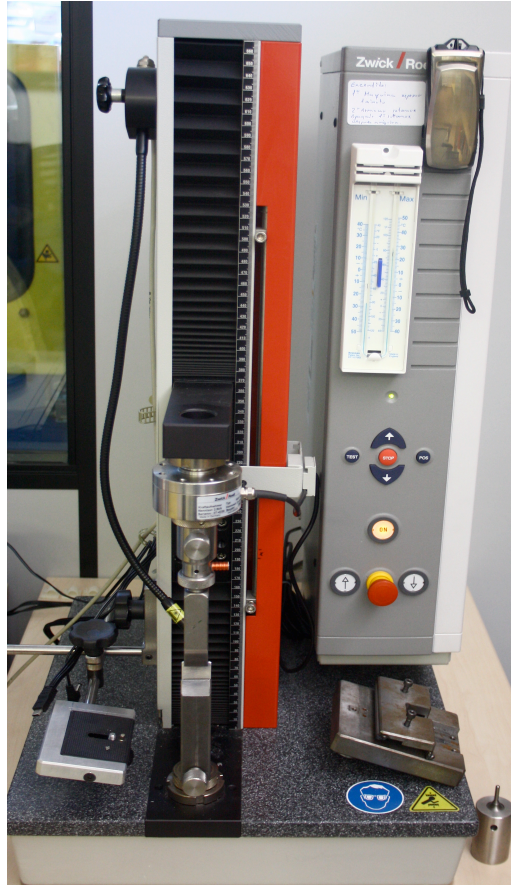


Fig.13:Máquina de ensayos universal Zwick/Roell, modelo BTI-FR2.5TS.D14

## 6.2 La carga

Se realizó un ensayo por carga en tres puntos, que consistía en aplicar la carga en un punto equidistante de los dos puntos sobre los que se apoyan las probetas. Para ello, se utilizó un soporte de 32 mm, la punta del empujador se colocó en la línea media de los especímenes (Figura 14)

La carga se aplicó de forma vertical y en el centro de la probeta, para conseguir un ensayo de flexión lo más puro posible. El punzón se movió a una velocidad de 5 mm/min hasta entrar en contacto con la probeta, a partir de este momento, la velocidad del punzón cambió a 1 mm/min. La fuerza aplicada en un primer momento fue de 0.2 Newton (N), aumentando ésta hasta producirse fractura.



Fig.14: El empujador, probeta y pletina.

Las probetas se cargaron hasta notar la primera fractura de la resina acrílica, coincidiendo con el salto en la gráfico que indicaba que el punzón dejaba de encontrar resistencia. Los resultados fueron recogidos por el ordenador, mediante un programa informático denominado Test Expert II y se obtuvieron las curvas de tensión/deformación.

Al final del análisis de la resistencia a la fractura de las probetas confeccionadas con los dos materiales, se obtuvieron 10 medidas de fuerza expresadas en Newton, como resultado del examen de las 10 probetas estudiadas.

## **7. Tratamiento de los datos**

Para facilitar el estudio, los datos obtenidos fueron resumidos y archivados en una hoja de cálculo Microsoft® Excel 2000, que contenía las mediciones de las 10 probetas.

El análisis estadístico de los datos se realizó con el programa SPSS 22.0 para Windows (IBM SPSS,2013). Los métodos estadísticos utilizados fueron los siguientes:

- Estadística descriptiva.
- Estadística inferencial.

Se realizó el test Test de Kolmogorov-Smirnov para determinar si las variables cuantitativas del estudio provienen de una distribución normal.

Dado que las variables no provienen de una distribución normal, el test que se realizó no fue paramétrico. Las pruebas estadísticas utilizadas fueron la prueba de Mann-Whitney para la comparación de la media de una variable cuantitativa entre dos grupos.

Sin embargo, debido a que con un tamaño muestral pequeño, las pruebas paramétricas dan datos muy conservadores, se decidió también realizar la prueba t de Student para muestras independientes.



## **5.RESULTADOS**

## 5.1 TERMOCICLADO

Tras el termociclado, dos de las cinco probetas del grupo FC presentaron separación de la fibra de carbono del acrílico en alguna zona del espécimen. Ninguna probeta del grupo de Cr-Co presentó separación de los materiales tras termociclado.

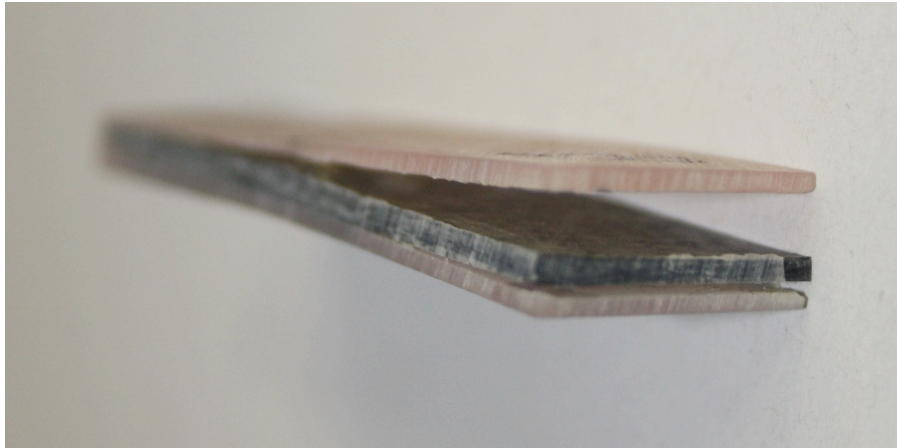


Fig.15: Probeta de fibra de carbono separada.

Las variables planteadas en el estudio fueron las siguientes: (Tabla 2)

Variable	Tipo	Descripción
Material de la estructura (FC;Cr-Co)	Independiente	Cualitativa nominal
Resistencia a la fractura	Dependiente	Cuantitativa continua

Tabla 2. Variables del estudio.

En primer lugar se realizó el análisis descriptivo de los datos para la descripción de las muestras: media, desviación estándar, máximo, mínimo, desviación estándar de la media. Tras esto, se realizó el Test Kolmogorov-Smirnov para determinar si las variables cuantitativas eran normales y se concluyó que las muestras no provenían de una distribución normal. A continuación se llevó a cabo el estudio estadístico inferencial utilizando la Prueba de Mann-Whitney para la comparación de la medida de una variable cuantitativa entre dos grupos (prueba no paramétrica) y prueba t de Student para muestras independientes (prueba paramétrica)

### 5.2.1 ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

Los resultados obtenidos de resistencia a la fractura tanto de las de fibra de carbono como de cromo cobalto se pueden observar en la siguiente tabla 3.

GRUPO	MEDIA	D.E
FC	305,60	75,989
Cr-Co	664,80	176,357

Tabla3. Medias (en N) y desviaciones estándar (D.E) de la resistencia a la fractura de los dos materiales estudiados. FC= fibra de carbono , Cr-Co= cromo-cobalto.

#### ➤ Resistencia a la fractura de las probetas de fibra de carbono y cromo cobalto

Todas las probetas se rompieron antes de alcanzar los 850 N. El grupo de fibra de carbono fue el que obtuvo los valores más bajos en la resistencia a la fractura (305,6 N), mientras que el grupo de cromo cobalto alcanzó los 664,80 N de media. En la figura 16, se puede observar las gráficas de tensión/deformación.

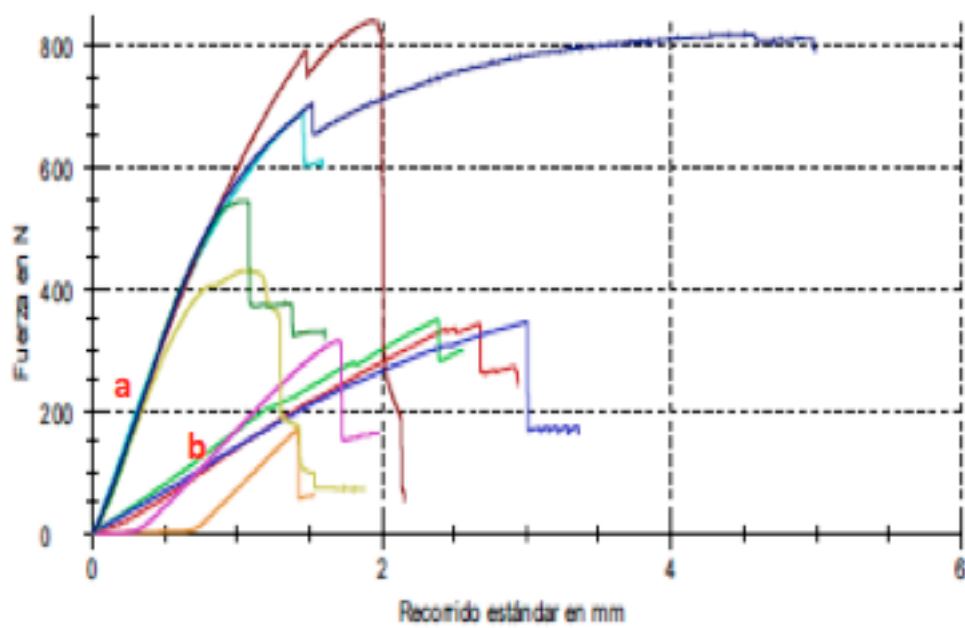


Fig.16: Curvas de tensión-deformación de ambos materiales.

a: grupo de Cr-Co; b: grupo de FC.

## 5.2 ESTADÍSTICA INFERENCIAL

Los valores de la resistencia a la fractura de ambos materiales quedan reflejados en la siguiente figura:

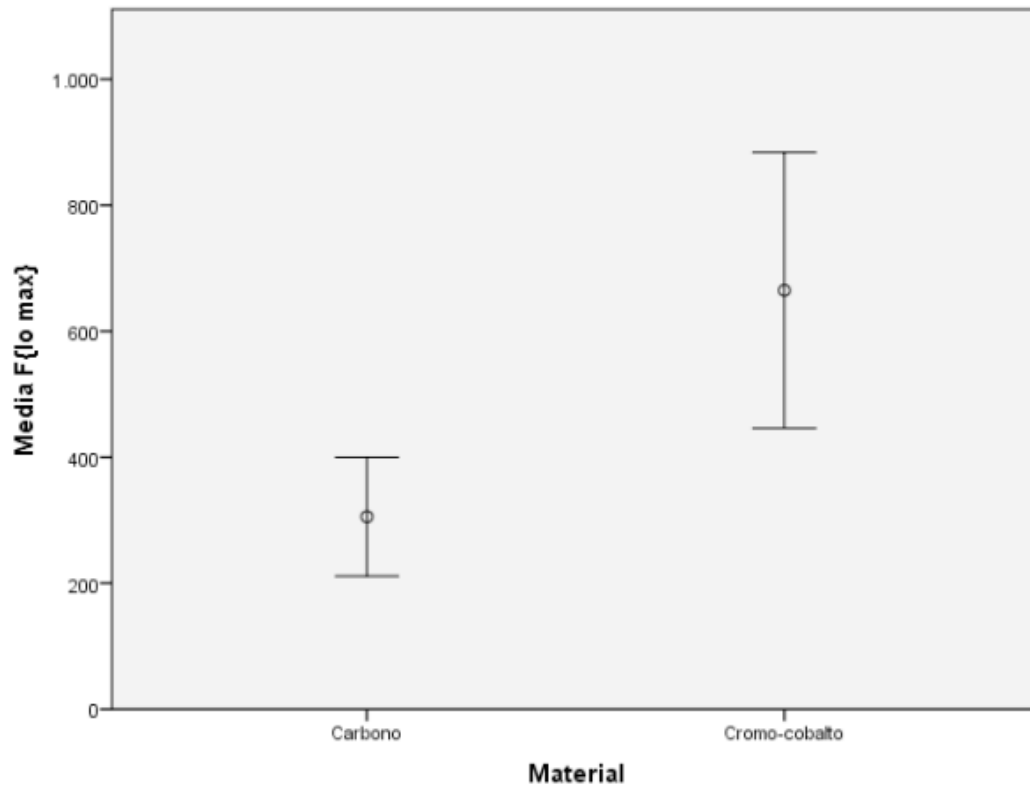


Fig.17: la resistencia a la fractura de ambos materiales.

(Media e intervalo de confianza al 95% de la media)

El test U de Mann-Whitney y t de Student puso de manifiesto que existieron diferencias estadísticamente significativas al 95% de intervalo de confianza (Mann-Whitney  $p=0.008$ ; t de Student  $p=0,003$ ) entre el grupo de la fibra de carbono(305,60) y el grupo de cromo-cobalto (664,80) para la resistencia a la fractura.

## **6.DISCUSIÓN**

Cada día son más los pacientes portadores de prótesis completas tradicionales que tras varios años de evolución están insatisfechos con su estado bucodental. Además, estos pacientes cada día tienen mayores expectativas exigiendo tratamientos duraderos y estéticos. Con la introducción y desarrollo de la implantología, podemos ofrecer a nuestros pacientes un amplio abanico de opciones terapéuticas que cumplen en gran medida con estas exigencias.

De esta manera, la prótesis híbrida implantosoportada es una buena alternativa de tratamiento para pacientes desdentados totales<sup>16</sup>. Ésta se trata de una prótesis fija para el paciente y fácilmente removible por el profesional, pues es atornillada sobre pilares. Consta de una mesoestructura metálica, recubrimiento acrílico y dientes artificiales de resina acrílica<sup>15</sup>.

Este tipo de rehabilitación presenta muchas ventajas, tales como menor coste de fabricación que la prótesis fija metal-cerámica, requiere menor número de implantes y posee un diseño muy estético<sup>26</sup>. Mientras que su principal desventaja consiste en el desprendimiento o fractura de los componentes acrílicos, principalmente debido a la pobre unión del armazón metálico a la resina acrílica de recubrimiento<sup>23</sup>.

Además de la falta de unión exclusivamente mecánica entre el metal y la resina acrílica de las prótesis, ocurre una separación de éstos dos materiales tras varios años de uso, debido a la contracción de los acrílicos<sup>55</sup> y una unión deficiente a las aleaciones metálicas<sup>23</sup>.

A estos factores se le debe de añadir una propiocepción muy débil de los pacientes implantados<sup>41-43</sup>, lo cual debido a las elevadas fuerzas masticatorias termina por provocar el desprendimiento de la resina acrílica.

Gunnar Johansson<sup>42</sup> en 1990 estudia los problemas mecánicos de las prótesis híbridas, tras realizar un estudio de 5 años en 50 prótesis híbridas, y concluye que en un 22% de los pacientes había ocurrido una fractura o desprendimiento de la resina acrílica o de los dientes artificiales. Por otra parte, Jemt<sup>43</sup> concuerda con que es uno de los problemas mecánicos más frecuentes y subraya que es más común en la arcada maxilar. Otros autores concluyeron también que el problema mecánico más frecuente es la fractura de dientes y el recubrimiento acrílico de la prótesis<sup>44,45</sup>.

Se han ido desarrollando múltiples métodos y técnicas para mejorar la adhesión entre las aleaciones metálicas y la resina acrílica<sup>38-40</sup>, sin obtener una solución definitiva. Por ello, en una búsqueda de alternativas, se han desarrollado los materiales compuestos reforzados con diferentes tipos de fibras, tales como fibras de vidrio, de aramida, de cuarzo y de carbono.

Estos materiales, de uso muy popular en el sector industrial, son muy utilizados en la odontología, como postes intraradiculares<sup>25</sup>, refuerzo de resinas compuestas o como refuerzo de resinas acrílicas en prótesis convencionales<sup>61</sup>. Posee un alto módulo de elasticidad, aunque también tiene otras características tales como alta rigidez, una gran resistencia a la flexión, un coeficiente de dilatación bajo y muy alta resistencia a la fatiga<sup>56,57</sup>.

En esta línea se han hecho varias investigaciones. Narva y cols encontraron que las prótesis acrílicas reforzadas con diferentes tipos de fibras presentan propiedades mecánicas disminuyendo el riesgo de fractura<sup>60</sup>. Así mismo, Bertassoni y cols aclaran que las fibras impregnadas con resina muestran mejores resultados que las fibras no impregnadas, mejorando el comportamiento mecánico de las prótesis acrílicas<sup>72</sup>.



Vallitu encuentra que la fibra de vidrio en una concentración de 58% unida al PMMA muestra los mejores resultados como refuerzo de prótesis convencionales<sup>61</sup>. Por otra parte, añadir fibras de aramida y de vidrio a las coronas provisionales de acrílico, incrementa la resistencia a cargas transversales de las mismas<sup>64</sup>. Siguiendo esta línea, Kamble y cols demuestran que el refuerzo de fibra de vidrio silanizada en las resinas acrílicas de los provisionales, mejora la resistencia a la flexión<sup>63</sup>.

Por otra parte, Xu y cols demostraron que añadir mallas de fibra de cuarzo a la resina acrílica, incrementa la resistencia a la flexión, teniendo la cantidad y la concentración de las fibras un papel importante en ella<sup>73</sup>.

En los años ochenta, con el fin de reducir el grosor de la porción palatina de las prótesis completas, se empieza a investigar la fibra de carbono como refuerzo de la resina acrílica. De este modo, Miyari y cols encuentran que añadiendo a las prótesis completas superiores un tejido de fibra de carbono de 0.7 mm de grosor, mejoraban un 10% la resistencia<sup>64</sup>.

El comportamiento mecánico de un material alternativo se puede analizar tanto *in vitro* como *in vivo*. Las investigaciones *in vivo* siempre son más cercanas a la realidad, mientras que las investigaciones *in vitro* siempre aportan más información sobre un nuevo material o técnica ya que al estar más controladas evitan los sesgos de confusión y permiten establecer inferencias causales más directas. Sin embargo, estos ensayos siempre se deben de acompañar con estudios clínicos.

También se ha podido observar los diferentes métodos empleados para analizar las propiedades mecánicas de un material alternativo, tanto las unidades de medida (Newton, Kilogramos-fuerza o Megapascals), el tipo de ensayo realizado (flexión, cizalla, tracción, fatiga cíclica, etc), el tamaño muestral, y las medidas de las probetas. La normativa utilizada para llevar a cabo dichos ensayos se ha ido modificando a lo largo de los años, resultado difícil llegar a conclusiones comparables.

El presente estudio se ha planteado *in vitro* con el fin de obtener unos resultados objetivables, estandarizados y reproducibles.

Se emplearon 5 probetas de fibra de carbono y 5 de cromo-cobalto, ambos grupos recubiertos de resina acrílica y siguiendo la normativa establecida para la determinación de las propiedades de flexión de compuestos plásticos reforzados con fibra (UNE-EN ISO 14125:1998.) Así mismo se decidió realizar un ensayo de flexión en tres puntos hasta producir fractura de las estructuras a una velocidad de 1 mm/min.

Cabe destacar que no se encontraron estudios con fibra de carbono pura unida a la resina, si no que refuerzos de fibra dentro del acrílico, por lo tanto resulta difícil comparar los resultados y extrapolar a otros estudios similares. Aunque diversos estudios *in vitro* e *in vivo* estudian la fibra de carbono en la aplicación protésica.

Schreiber<sup>65</sup> es el primero en estudiar la fibra de carbono como refuerzo de las resinas acrílicas y encuentra que reforzando la resina acrílica con fibras de carbono, mejora notablemente sus propiedades mecánicas, aumentando un 50% la resistencia a la flexión respecto a las resinas convencionales. Tras observar estos resultados confecciona prótesis completas con refuerzo de fibra de carbono, señalando que el color negro de éstas es un gran inconveniente, aunque no presentan ningún tipo de fractura o desprendimiento durante los 8 meses de seguimiento.

En el presente trabajo de investigación, el grupo de fibra de carbono presentó separación de las dos partes, coincidiendo con varios estudios similares: Ekstrand y Ruyter encuentran que la fibra de carbono tras absorber agua presentan una menor adhesión de las fibras a la matriz del polímero y por tanto peores propiedades de flexión<sup>66,74</sup>. Segerström y cols, también coinciden con estos resultados, y afirman que los polímeros reforzados con fibra de carbono sometidos a termociclado empeoraron sus propiedades de flexión<sup>75</sup>.

Sin embargo, Uzun y cols, encuentran resultados diferentes: la absorción al agua no afecta significativamente a las propiedades del material reforzado con fibra<sup>62</sup>. Los resultados obtenidos en cuanto al termociclado, ponen de manifiesto que existen diferencias importantes entre ellos. Estas diferencias pueden ser atribuidas a diversos factores como el diseño de las probetas, ensayos realizados o las propiedades de los materiales empleados.

Son muchos los tipos de fibra que se han estudiado para mejorar las propiedades de las prótesis sobre implantes<sup>76</sup>, entre ellos la fibra de carbono. Ruyter, Björk y Ekstrand son los primeros profesionales en diseñar prótesis híbridas implantosoportadas de resina acrílica y reforzadas con fibra de carbono<sup>66,74,77,78</sup>.

En este estudio *in vitro* el grupo de fibra de carbono presentó peores resultados en cuanto a la resistencia a la fractura que el grupo de cromo-cobalto. Estos resultados no coinciden con los resultados de Ekstrand y Ruyter, pioneros en la investigación de la fibra de carbono en prótesis híbrida. En su estudio llegan a la conclusión de que el PMMA reforzado con fibra de carbono utilizado en este tipo de rehabilitaciones mejoran las propiedades mecánicas, aumentando la resistencia a la flexión de los mismos<sup>66,74,77</sup>. Además, disminuye la contracción de polimerización y la absorción de agua por parte del acrílico<sup>66,74</sup>.

Segerström y Ruyter coinciden con estos resultados, afirmando que la resina acrílica reforzada con fibra de carbono hasta un 47% de su peso mejora las propiedades mecánicas de la misma<sup>80</sup>.

Sin embargo, Bergendal y cols en su estudio encuentran que aunque las prótesis híbridas reforzadas con fibra de carbono tienen una tasa de supervivencia de un 70% a los 3.5 años, sus propiedades mecánicas no son satisfactorias y deben ser mejoradas<sup>79</sup>.

Las últimas investigaciones acerca de composites reforzados con diferentes tipos de fibras se han realizado por Maruo y cols, quienes afirman que éstas pueden mejorar las propiedades de flexión de los composites y que las fibras de carbono en forma longitudinal son los que mejores resultados presentan<sup>81</sup>.

La incongruencia en los resultados puede deberse a diferentes factores, como podría ser el diseño del estudio, la metodología empleada, o el hecho de que en este estudio no se estudie exactamente el refuerzo del acrílico si no que unida a la fibra de carbono.

Aunque en la actualidad se están desarrollando materiales reforzados con fibra de carbono en un intento de mejorar las propiedades mecánicas, se precisan más investigaciones al respecto, ya que es un campo totalmente nuevo. Así mismo se requieren más estudios *in vitro* para caracterizar la fractura, el inicio y la propagación de la misma para entender mejor la mecánica y estudios que analicen la fuerza de unión entre ambos materiales.

## **7.CONCLUSIONES**

Teniendo en cuenta las limitaciones del presente estudio *in vitro*, las conclusiones fueron las siguientes:

1. El grupo de fibra de carbono presentó separación de los materiales (fibra de carbono y resina acrílica) mientras que el grupo de cromo-cobalto permaneció intacto tras el termociclado.
2. Los resultados obtenidos en el presente estudio ponen de manifiesto, que la resistencia a la fractura de las probetas del grupo de fibra de carbono es significativamente menor que las probetas de cromo-cobalto.
3. Por lo tanto, se deben realizar más estudios *in vitro* para poder indicar este material como una alternativa a la aleación de cromo-cobalto en mesoestructuras de prótesis híbridas.

## **8. BIBLIOGRAFÍA**

1. Tallgren A, Lang BR, Miller RL. Longitudinal study of soft tissue profile changes in patients receiving immediate complete denture. *Int J Prosthodont*. 1991;4(1):9–16.
2. Chauncey HH, Muench ME, Kapur KK, Wayler AH. The effect of the loss of teeth on diet and nutrition. *Int Dent J*. 1984;34(2):98–104.
3. Petridis HP, Tsiggos N, Michail A, Kafantaris SN. Three-dimensional positional changes of teeth adjacent to posterior edentulous spaces in relation to age at time of tooth loss and elapsed time. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2010;18(2):78–83.
4. Agerberg G., Carlsson G.E. Chewing ability in relation to dental and general health: analyses of data obtained from a questionnaire. *Acta Odontol*. 1981;39 (3):147–153.
5. Hogenius S, Berggren U, Blomberg S, Jemt T, Ohman SC. Demographical odontological, and psychological variables in individuals referred for osseointegrated dental implants. *Community Dent Oral Epidemiol* 1992 Aug; 20(4): 224-8.
6. Misch LS, Misch CE. Denture satisfaction: a patient's perspective. *Int J Oral Implant* 1991;7(2): 43-8.
7. Smith JSA. How dental conditions handicap the elderly. *Community Dent Oral Epidemiol* 1979; 7: 305-310.
8. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10 year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977;16:1-132.
9. Jungner M, Lundqvist P, Lundgren S. Oxidized titanium implants (Nobel Biocare TiUnite) compared with turned titanium implants (Nobel Biocare Mark III) with respect to implant failure in a group of consecutive patients treated with early functional loading and two-stage protocol. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16:308–312.
10. Jemt T, Stenport V, Friberg B. Implant treatment with fixed prostheses in the edentulous maxilla. Part 1: implants and biological response in two patient cohorts restored 1986–87 and 15 years later. *Int J Prosthodont* 2011; 24:345–355



11. Awad MA, Locker D, Korner-Bitensky N, Feine JS. Measuring the effect of intra-oral implant rehabilitation on health-related quality of life in a randomized controlled clinical trial. *J Dent Res* 2000; 79: 1659-63.
12. Turkeyilmaz I, Company AM, McGlumphy EA. Should edentulous patients be constrained to removable complete dentures? The use of dental implants to improve the quality of life for edentulous patients. *Gerodontology* 2010 Mar;27(1);3-10.
13. Gurgel BC, Pascoal AL, Souza BL, Dantas PM, Montenegro SC, Oliveira AG, Calderon Pdos S. Patient satisfaction concerning implant-supported prostheses: an observational study. *Braz Oral Res.* 2015;29(1).
14. Martín-Ares M, Barona-Dorado C, Guisado-Moya B, Martínez-Rodríguez N, Cortés-Bretón-Brinkmann J, Martínez-González JM. Prosthetic hygiene and functional efficacy in completely edentulous patients: satisfaction and quality of life during a 5-year follow-up. *Clin Oral Implants Res.* 2015;Apr,20.
15. Misch CE. Prótesis dental sobre implantes. Ed. Elsevier-Mosby. 2006.
16. Attard NJ, Zarb GA. Long-term treatment outcomes in edentulous patients with implant-fixed prostheses: the Toronto study. *Int J Prosthodont* 2004. Jul-Aug;17(4):417-24.
17. Cox JF, Zarb GA. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: a 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2:91-100.1987.
18. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg.* 1981; 10:387-416.
19. Makinen TA, Holmberg S, Niemi L, Olsson C, Tammisalo T, Peltola J. A 5-year prospective study of Astra Tech dental implants supporting fixed bridges or overdentures in the edentulous mandible. *Clin Oral Impl Res.* 1997;8:469-475.
20. Arvidson K, Bystedt H, Frykholm A, von Konow L, Lothigius E. Five-year prospective follow-up report of the Astra Tech Dental implant system in the treatment of edentulous mandibles. *Clin Oral Impl Res.* 1998;9:225-234.

21. Örtorp A, Linden B, Jemt T. Clinical experiences with laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 5-year follow-up study. *Int J Prosthodont*. 1999;12:65-72.
22. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto Study. Part II: Prosthetic results *J Prosthet Dent* 1990;64:53-6.
23. Rivero González MA, del Río Highsmith J, Martínez Vázquez de Parga JA, Celemín Viñuela A. Preguntas y respuestas en implantoprótesis. Ed.Pues, 2009. Madrid.
24. Engelman MJ. Osteointegración: diagnóstico clínico y alternativas restauradores. Ed.Quientessence . Barcelona 1998.
25. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Bränemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual check up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6:270-276
26. Pedrola F. Implantología oral - Alternativas para una prótesis exitosa. Ed Amolca, 2008. Buenos Aires.
27. Johansson G, Palmqvist S. Complications, supplementary treatment, and maintenance in edentulous arches with implantsupported fixed prostheses. *Int J Prosthodont* 1990;3:89-92.
28. Hemmings K, Schmitt A, Zarb G. Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in the edentulous mandible: a five year report. *Int J Oral Maxillofac implants* 1994;9; 191-196.
29. Goodacre Ch, Kan J, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999;81;537-552.
30. Eliasson A, Palmqvist S, Svenson B, Sondell K. Five-years results with fixed complete-arch mandibular prostheses supported by 4 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:505-510.

31. Davis D, Packer M, Watson R. Maintenance requirements of implant-supported fixed prostheses, natural teeth or complete dentures: a 5 years retrospective study. *Int J Prosthodont* 2003;16:521-523.
32. Attard N, Wei X, Laporte A, Zarb G, Unger W. A cost minimization analysis of implant treatment in mandibular edentulous patients. *Int J Prosthodont* 2002;15:133-138.
33. Ozcan M, Pfeiffer P, Nergiz I. A brief history and current status of metal and ceramic surface- conditioning concepts for resin bonding in dentistry. *Quintessence Int* 1998; 29:713-24.
34. Strygler H, Nicholls JJ, Townsend JD. Microleakage at the resin-alloy interface of chemically retained composite resins for cast restorations. *J Prosthet Dent*. 1991;65:733-9.
35. Jacobson TE, Chang JC. Bond strength of 4-META acrylic resin denture base to cobalt chromium alloy. 1999;26:475-8.
36. Lawson JR. Alternative alloys for resin-bonded retainers. *Prosthet Dent*. 1991;65:97-9.
37. Yoshida K, Kamada K, Atsuta M. Adhesive primers for bonding cobalt-chromium alloy to resin. *J Oral Rehabil*. 1999 Jun;26(6):475-8
38. Pey F, Escuin TJ. La unión metal-resina en prostodoncia. Una revisión bibliográfica. Parte I: la retención mecánica. *Arch. Odontoestomatol*. 1993;9:942-946.
39. Fayyad MA. Resistencia a la tensión de las aleaciones grabadas electroquímicamente y adheridas al esmalte con resinas. *Quintessence (ed. esp.)* 1991;4:213-216.
40. Kawaguchi T, Shimizu H, Lassila LV, Vallittu PK, Takahashi Y. Effect of surface preparation on the bond strength of heat-polymerized denture base resin to commercially pure titanium and cobalt-chromium alloy. *Dent Mater J*. 2011;30(2):143-50.
41. Grieznis L, Apse P, Blumfelds L. Passive tactile sensibility of teeth and osseointegrated implants on the coordination of masticatory muscles: a pilot study. *J Prosthet Dent*. 84:185-93. 2010.

42. Keller D, Hammerle CHF, Lang NP. Threshold for tactile sensitivity perceived with dental implant remain unchanged during a healing fase of 3 months. Clin Oral Implant Res :7:48-54.1996.
43. Hammerle CHF, Wagner D, Bragger U, Lussi A, Karayiannis A, Joss A, Lang NP. Threshold of tactile sensitivity perceived with dental endosseous implants and natural teeth. Clin Oral Implant Res. 1995 Jun;6(2):83-90.
44. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg. 1981; 10:387-416.
45. Naert I, Quirynen M, Van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 implants supporting complete fixed prostheses; part II: prosthetic aspects. J Prosthet Dent. 1992;68:949-956.
46. Hemmings K, Schmitt A, Zarb G. Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in the edentulous mandible: a five year report. Int J Oral Maxillofac Implants. 1994; 9:191-196.
47. Murphy W, Absi E, Gregory M, Williams K. A prospective 5-year study of two cast framework alloys for fixed implant-supported mandibular prostheses. Int J Prosthodont 2002;15:133-138.
48. Fischer K, Stenberg T, Hedin M, Sennerby L. Five-year results from a randomized, controlled trial on early and delayed loading of implants supporting full-arch prosthesis in the edentulous maxilla. Clin Oral Impl Res 2008;19:433-441.
49. Moberg LE. Kondell PA, Sagulin GB, Bolin A, Heimdahl A, Gynther GW. Branemark System and ITI dental implant system for treatment of mandibular edentulism. A comparative randomized study: 3-year follow-up. Clin Oral Impl Res. 2001; 12:450-461.
50. Örtorp A, Linden B, Jemt T. Clinical experiencies with láser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 5-year follow-up study. Int J Prosthodont. 1999;12:65-72.

51. Eliasson A, Palmqvist S, Svenson B, Sondell K. Five-year results with fixed complete-arch mandibular prostheses supports by 4 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:505-510.
52. Bergendal B, Palmqvist S. Láser-welded titanium frameworks for fixed-protheses supported by osseointegrated implants: a 2-year multicenter study report. *Int j Oral Maxillofac Implants* 1995;10:199-206.
53. Örtorp A, Jemt T. CNC milled titanium frameworks supported by implants in the edentulous jaw: a 10-year comparative clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;14:88-99.
54. Hulterström M, Nilsson U. Cobalt-chromium as a framework material in implant-supported fixed prostheses: a 3-year follow-up. *Int J Oral Maxillofac Impants* 1994;9:449-454.
55. Anusavice K. Phillips Ciencia de los materiales dentales. 11ªed. Madrid, Ed.Elsevier. 2004.
56. Miravete A y cols. Materiales compuestos. Vol I. 2003: ed. Reverte.
57. Besednjak Dietrich A. Materiales compuestos. Procesos de fabricación de embarcaciones. Ed. UPC
58. Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabil* 1999; 26: 185-194.
59. <http://www.deiitalia.it/> DEI Italia. (Dream Frame)
60. Narva KK, Lassila LV, Valittu PK. The static strength and modulus of fiber reinforced denture base polymer. *Dental Mater* 2005; 21:421-428.
61. Vallitu PK. A review of fiber-reinforced denture base resins. *J Prosthodont* 1996 Dec;5(4):270-6.
62. Uzun G, Keyf F. The effect of fiber reinforcement type and water storage on strength properties of a provisional fixed partial denture resin. *J Biomater Appl.* 2003 Apr;17(4):277-86.
63. Kamble VD, Parkhedka RD, Mowade TK. The effect of different fiber reinforcements on flexural strength of provisional restorative resins: an in-vitro study. *J Adv Prosthodont.* 2012 Feb; 4(1): 1–6.

64. Miyari H, Nagai M, Takayama Y. Application of carbon-fiber (CF)- cloth reinforcement to upper complete denture base. Bull Tokyo Med Dent Univ. 1983. Dec; 30(4) 109-17.
65. Schreiber CK. Polymethylmethacrylate reinforced with carbon fibres. Br Dent J. 1971;130:29-30.
66. Ruyter IE, Ekstrand K, Björk N. Development of carbon/ graphite fiber-reinforced poly (methyl methacrylate) suitable for implant fixed dental bridges. Dent Mater 1986; 2: 6–9.
67. Giampaolo ET, Jorge JH, Machado AL, Pavarina AC, Vergani CE. Effect of thermal cycling on microleakage between hard chairside relines and denture base acrylic resins. Gerodontology 2011 Jun;28(2):121-6.
68. Macchi RL. Materiales Dentales. 4ªed. Ed. Medica Panamericana. Buenos Aires. 2007.
69. Vega JM. Materiales en Odontología: Fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y físico-químicos. Madrid: Avances; 1996.
70. Fischer H, Rentzsch W, Marx R. R-curve behavior of dental ceramic materials. J Dent Res 2002;81:547-51.
71. Toledano Pérez, M. Osorio R, Aguilera FS, Osorio E. Arte y ciencia de los materiales odontológicos. Ed. Avances Medico-Dentales. 2ªEd. Madrid, 2003.
72. Bertassoni LE, Marshall GW, de Souza EM, Rached RN. Effect of pre- and postpolymerization on flexural strength and elastic modulus of impregnated, fiber-reinforced denture base acrylic resins. J Prosthet Dent. 2008 Dec;100(6):449-57.
73. Xu MM, Yan X, Deng XL. [Study on interface compatibility and fracture resistance of polyglycidyl methacrylate pre-impregnated quartz fiber reinforced polymethyl methacrylate denture base resin]. Beijing Da Xue Xue Bao. 2015 Feb 18;47(1):62-6.
74. Ekstrand K, Ruyter IE, Wellendorf H. Carbon/graphite fiber-reinforced poly(methyl methacrylate): properties under dry and wet conditions. J Biomed Mater Res 1987; 21: 1065–1080.

75. Segerström S, Ruyter IE. Mechanical and physical properties of carbon-graphite fiber-reinforced polymers intended for implant suprastructures. *Dent Mater* 2007;23:1150–1156.
76. Freilich MA, Duncan JP, Alarcon EK, Eckrote KA, Goldberg AJ. The design and fabrication of fiber-reinforced implant prostheses. *J Prosthet Dent* 2002;88:449-54.
77. Ruyter IE, Ekstrand K. Implant-fixed dental bridges from carbon/graphite fibre reinforced poly (methyl methacrylate). *J Phys D Appl Phys* 1987; 20: 303–305.
78. Björk N, Ekstrand K, Ruyter IE. Implant-fixed, dental bridges from carbon/graphite fibre reinforced poly (methyl methacrylate). *Biomaterials* 1986; 7: 73–75.
79. Bergendal T, Ekstrand K, Karlsson U. Evaluation of implant-supported carbon/graphite fibre reinforced poly(methyl methacrylate) prostheses. A longitudinal multicenter study. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:246-53.
80. Segerström S, Ruyter IE. Mechanical and physical properties of carbon-graphite fiber-reinforced polymers intended for implant suprastructures. *Dent Mater* 23(2007) 1150-1156.
81. Maruo Y, Nishigawa G, Irie M, Yoshihara K, Minagi S. Flexural properties of polyethylene, glass and carbon fiber reinforced resin composites for prosthetic frameworks. *Acta Odontol Scand*. 2015 Nov;73(8):581-7.

## **9. ANEXO**



## ANEXO – ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El análisis estadístico de los datos se realizó con el programa SPSS 22.0 para Windows.

### Frecuencias

Estadísticos						
	N		Media	Desviación estándar	Mínimo	Máximo
	Válido	Perdidos				
F{lo low}	10	0	144,8820	115,40395	2,32	264,00
F{lo high}	10	0	339,910	218,8544	72,1	597,0
E{lo mod}	10	0	5293,00	2941,780	1860	9300
F en deformación plástica 0.2%	10	0	406,5250	229,33232	5,25	749,00
Límite superior de fluencia	2	8	487,50	79,903	431	544
dL en límite superior de fluencia	2	8	1,050	,0707	1,0	1,1
F{lo max}	10	0	485,20	228,538	172	841
dL en F{lo max}	10	0	2,120	1,0685	1,0	4,5
F{lo Rotura}	1	9	165,00		165	165
dL en rotura	1	9	2,100		2,1	2,1
a{lo 0}	10	0	3,2750	,26805	2,81	3,62
b{lo 0}	10	0	15,6620	,62248	14,94	16,94
S{lo 0}	10	0	51,0600	,00000	51,06	51,06

### Pruebas NPar

Prueba de Kolmogorov-Smirnov para una muestra									
					F en deformación plástica 0.2%	dL en F{lo max}			
		F{lo low}	F{lo high}	E{lo mod}	F{lo max}		a{lo 0}	b{lo 0}	S{lo 0}
N		10	10	10	10	10	10	10	10
Parámetros normales <sup>a,b</sup>	Media	144,8820	339,910	5293,00	406,5250	485,20	2,120	3,2750	51,0600
	Desviación estándar	115,40395	218,8544	2941,780	229,33232	228,538	1,0685	,26805	,62248
Máximas diferencias	Absoluta	,285	,281	,218	,155	,223	,182	,152	,194
extremas	Positivo	,260	,281	,198	,155	,223	,182	,110	,194

Negativo	-,285	-,222	-,218	-,146	-,128	-,147	-,152	-,178
Estadístico de prueba	,285	,281	,218	,155	,223	,182	,152	,194
Sig. asintótica (bilateral)	,021 <sup>c</sup>	,024 <sup>c</sup>	,197 <sup>c</sup>	,200 <sup>c,d</sup>	,173 <sup>c</sup>	,200 <sup>c,d</sup>	,200 <sup>c,d</sup>	,200 <sup>c,d</sup>

a. La distribución de prueba es normal.

b. Se calcula a partir de datos.

c. Corrección de significación de Lilliefors.

d. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

e. La distribución no tienen varianza para esta variable. La prueba de Kolmogorov-Smirnov de una muestra no se puede realizar.

## Prueba T

Estadísticas de grupo

	Material	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
F{lo low}	Carbono	5	36,7640	25,09798	11,22416
	Cromo-cobalto	5	253,0000	10,58301	4,73286
F{lo high}	Carbono	5	138,220	39,6345	17,7251
	Cromo-cobalto	5	541,600	67,0880	30,0027
E{lo mod}	Carbono	5	2754,00	826,184	369,481
	Cromo-cobalto	5	7832,00	1634,861	731,132
F en deformación plástica 0.2%	Carbono	5	217,2500	121,54295	54,35566
	Cromo-cobalto	5	595,8000	118,32033	52,91446
F{lo max}	Carbono	5	305,60	75,989	33,983
	Cromo-cobalto	5	664,80	176,357	78,869
dL en F{lo max}	Carbono	5	2,240	,6731	,3010
	Cromo-cobalto	5	2,000	1,4422	,6450
a{lo 0}	Carbono	5	3,3300	,24382	,10904
	Cromo-cobalto	5	3,2200	,30765	,13759
b{lo 0}	Carbono	5	15,7820	,81171	,36301
	Cromo-cobalto	5	15,5420	,42068	,18813
S{lo 0}	Carbono	5	51,0600	,00000 <sup>a</sup>	,00000
	Cromo-cobalto	5	51,0600	,00000 <sup>a</sup>	,00000

a. t no se puede calcular porque las desviaciones estándar de ambos grupos son 0.

Prueba de muestras independientes

Prueba de Levene de calidad	
de varianzas	prueba t para la igualdad de medias

		F	Sig.	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	Diferencia de error estándar	95% de intervalo de confianza	
									de la diferencia	
									Inferior	Superior
F{lo low}	Se asumen varianzas iguales	5,276	,051	-17,752	8	,000	-216,23600	12,18120	-244,32590	-188,14610
	No se asumen varianzas iguales			-17,752	5,379	,000	-216,23600	12,18120	-246,89693	-185,57507
F{lo high}	Se asumen varianzas iguales	,731	,417	-11,576	8	,000	-403,3800	34,8474	-483,7382	-323,0218
	No se asumen varianzas iguales			-11,576	6,489	,000	-403,3800	34,8474	-487,1148	-319,6452
E{lo mod}	Se asumen varianzas iguales	1,019	,342	-6,199	8	,000	-5078,000	819,189	-6967,052	-3188,948
	No se asumen varianzas iguales			-6,199	5,918	,001	-5078,000	819,189	-7089,236	-3066,764
F en deformación plástica 0.2%	Se asumen varianzas iguales	,003	,955	-4,990	8	,001	-378,55000	75,85827	-553,47949	-203,62051
	No se asumen varianzas iguales			-4,990	7,994	,001	-378,55000	75,85827	-553,50147	-203,59853
F{lo max}	Se asumen varianzas iguales	4,790	,060	-4,183	8	,003	-359,200	85,879	-557,237	-161,163
	No se asumen varianzas iguales			-4,183	5,436	,007	-359,200	85,879	-574,741	-143,659
dL en F{lo max}	Se asumen varianzas iguales	1,112	,322	,337	8	,745	,2400	,7118	-1,4013	1,8813
	No se asumen varianzas iguales			,337	5,663	,748	,2400	,7118	-1,5270	2,0070
a{lo 0}	Se asumen varianzas iguales	,158	,702	,627	8	,548	,11000	,17556	-,29483	,51483
	No se asumen varianzas iguales			,627	7,603	,549	,11000	,17556	-,29854	,51854
b{lo 0}	Se asumen varianzas iguales	1,867	,209	,587	8	,573	,24000	,40886	-,70284	1,18284
	No se asumen varianzas iguales			,587	6,004	,579	,24000	,40886	-,76028	1,24028

## Pruebas NPar

## Prueba de Mann-Whitney

**Rangos**

	Material	N	Rango promedio	Suma de rangos
F{lo low}	Carbono	5	3,00	15,00
	Cromo-cobalto	5	8,00	40,00
	Total	10		
F{lo high}	Carbono	5	3,00	15,00
	Cromo-cobalto	5	8,00	40,00
	Total	10		
E{lo mod}	Carbono	5	3,00	15,00
	Cromo-cobalto	5	8,00	40,00
	Total	10		
F en deformación plástica 0.2%	Carbono	5	3,00	15,00
	Cromo-cobalto	5	8,00	40,00
	Total	10		
F{lo max}	Carbono	5	3,00	15,00
	Cromo-cobalto	5	8,00	40,00
	Total	10		
dL en F{lo max}	Carbono	5	6,40	32,00
	Cromo-cobalto	5	4,60	23,00
	Total	10		
a{lo 0}	Carbono	5	6,00	30,00
	Cromo-cobalto	5	5,00	25,00
	Total	10		
b{lo 0}	Carbono	5	5,70	28,50
	Cromo-cobalto	5	5,30	26,50
	Total	10		
S{lo 0}	Carbono	5	5,50	27,50
	Cromo-cobalto	5	5,50	27,50
	Total	10		

**Estadísticos de prueba<sup>a</sup>**

	F{lo low}	F{lo high}	E{lo mod}	F en deformación plástica 0.2%	F{lo max}	dL en F{lo max}	a{lo 0}	b{lo 0}	S{lo 0}
U de Mann-Whitney	,000	,000	,000	,000	,000	8,000	10,000	11,500	12,500
W de Wilcoxon	15,000	15,000	15,000	15,000	15,000	23,000	25,000	26,500	27,500

Z	-2,611	-2,611	-2,611	-2,619	-2,611	-,940	-,522	-,210	,000
Sig. asintótica (bilateral)	,009	,009	,009	,009	,009	,347	,602	,834	1,000
Significación exacta [2*(sig. unilateral)]	,008 <sup>b</sup>	,008 <sup>b</sup>	,008 <sup>b</sup>	,008 <sup>b</sup>	,008 <sup>b</sup>	,421 <sup>b</sup>	,690 <sup>b</sup>	,841 <sup>b</sup>	1,000 <sup>b</sup>

a. Variable de agrupación: Material

b. No corregido para empates.

